

⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑯ Offenlegungsschrift
⑯ DE 37 44 538 A 1

⑯ Int. Cl. 4:
A 61 B 5/10
G 01 G 17/00

⑯ Anmelder:
A. Nattermann & Cie GmbH, 5000 Köln, DE

⑯ Vertreter:
Münich, W., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat., Pat.-Anw.;
Schiller, W., Dr.; Steinmann, O., Dr., Rechtsanwälte,
8000 München

⑯ Erfinder:
Blazek, Vladimir, Dr.-Ing.; Schmitt, Hans J., Prof.
Dr.rer.nat., 5100 Aachen, DE

⑯ Vorrichtung zur nichtinvasiven Messung des Blutvolumens in menschlichen Extremitäten

Beschrieben wird eine Vorrichtung zur nichtinvasiven Messung des Blutvolumens in menschlichen Extremitäten mit einer Waage, mit der das momentane Gewicht der jeweiligen Extremität meßbar ist. Die erfindungsgemäße Vorrichtung zeichnet sich durch die Kombination folgender Merkmale aus:
- die zu untersuchende Extremität ist auf eine Waagschale aufgelegt,
- die Waage ist eine elektronische Wägeeinrichtung, deren Ausgangssignal an eine Steuer- und Recheneinheit angelegt ist, die den Untersuchungsablauf steuert und die gemessenen Gewichtswerte aufbereitet und ausgibt,
- mittels einer Eingabeeinheit ist in die Steuer- und Recheneinheit ein Korrektursignal eingebbar, durch das die Stellung der zu untersuchenden Extremität in bezug auf den Körper der Person berücksichtigt wird,
- die Wägeeinrichtung mißt nach dem Auflegen der Extremität auf die Waagschale in kurzen Zeitabständen das aufliegende Gewicht und startet den eigentlichen Meßvorgang erst, wenn die innerhalb eines bestimmten Zeitabschnitts durchgeführten Gewichtsmessungen um weniger als einen vorgebbaren Gewichtswert differieren.

DE 37 44 538 A 1

DE 37 44 538 A 1

Beschreibung

Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur nichtinvasiven Messung des Blutvolumens in menschlichen Extremitäten mit einer Waage gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Besondere diagnostische Relevanz finden Verfahren zur Bestimmung der Blutvolumina der unteren Extremitäten unter ausgewählten physiologischen Tests, wie z.B. Venenverschluß-Test, Lagewechsel-Test, Muskelpumpe-Test. Aus der Änderung des Blutvolumens während dieser Tests lassen sich wichtige hämodynamische Parameter definieren, die z.B. eine Thrombose-Erkennung ermöglichen bzw. eine Aussage über die Funktion der peripheren Gefäße (Arterien, Venen) bieten.

Seit der Entdeckung des sogenannten großen Körperkreislaufs zu Beginn des 17. Jahrhunderts durch HARVEY stellt die Blutzirkulation einen der am weitesten untersuchten Sachverhalte in der Humanmedizin dar. Seit langem ist bekannt, daß die Blutzirkulation den Gesetzen der Hydrodynamik gehorcht. Da aber Blut keine Newton'sche Flüssigkeit darstellt und die Blutgefäße keine starren zylindrischen Rohre mit stationär-laminarer Strömung bilden, gilt das Hagen-Poiseuille'sche Gesetz nur unter vereinfachter Ausnahme.

Da ferner der Gefäßradius in die besagte Gleichung in der vierten Potenz eingeht, hat bereits eine minimale Radiusänderung einen deutlichen hämodynamischen Effekt.

Pathologische Prozesse in Arterien und/oder Venen, wie Gefäßveränderungen und -verschlüsse (z.B. sklerotische Prozesse, Venenthrombosen) müssen somit aufgrund der erwähnten physikalischen Zusammenhänge hämodynamische Folgen zeigen.

Zur Erfassung der peripheren Hämodynamik wurde bisher eine Reihe von Verfahren unter Verwendung unterschiedlicher Meßprinzipien entwickelt. Hierzu zählt vor allem die Röntgenkontrastdarstellung — eine invasive Methode, die primär topographisch anatomische Informationen ermöglicht. Aber auch eine Reihe von nichtinvasiven Meßtechniken zählt zum Stand der Technik.

Dabei sind insbesondere als qualitative Verfahren die Hauttemperaturmessung bzw. die Thermographie und als semiquantitative Verfahren: Ultraschall-Doppler-Technik, externe elektromagnetische Fußmessung, externe Kalorimetrie, Photoplethysmographie (incl. Licht-Reflexions-Rheographie), Impedanzplethysmographie zu nennen.

Als qualitatives, nichtinvasives Verfahren ist nur die sogenannte Venenverschlußplethysmographie anerkannt. Je nach verwendetem Meßprinzip kann sie unterteilt werden in

1. Wasser-Plethysmographie (Wasserverdrängung infolge der Volumenänderung der Extremität, auch Fußvolumetrie genannt).
2. Dehnungsmäßstreifen-Plethysmographie (Widerstandsänderung des Dehnungsmäßstreifens infolge der Volumenänderung, auch StraingaugePlethysmographie genannt).
3. Photogrammetrische Plethysmographie (Schatzenänderung der Extremität infolge der Volumenänderung, auch Videoplethysmographie genannt).
4. Gravimetrische Plethysmographie.

Die Nachteile der unter 1 bis 3 genannten Verfahren sind allgemein bekannt, so daß sie hier nicht erörtert

sein sollen. Von allen bisher bekannten Plethysmographie-Verfahren kommt der echten Volumetrie die gravimetrische Methode am nächsten. Wie die Bezeichnung schon besagt, werden bei diesem Verfahren die mit den Volumen-Schwankungen der Extremität einhergehenden Gewichtsveränderungen erfaßt.

Bisher sind zur gravimetrischen Plethysmographie nahezu ausschließlich Waagen verwendet worden, die nach dem Zweischalenwaage-Prinzip arbeiten. Dabei wurden beide unteren Extremitäten frei in der Luft auf einer Vorrichtung aufgehängt. Ein Meßaufnehmer überträgt dann die Kraftdifferenz auf eine Registriereinheit.

Die Nachteile dieses Verfahrens sind neben der Kompliziertheit der Meßvorrichtung insbesondere in dem verwendeten "Balance halten"-Differenzmeßbetrieb zu schen. Der zu enge lineare Meßbereich dieses Meßprinzips, kleine Auflösung und geringe Meßgenauigkeit, haben es z.B. nicht erlaubt, das relativ hohe Ausgangsgewicht des Beines und die kleine Gewichtsänderung infolge z.B. des Venenstaus mit der notwendigen Genauigkeit zu registrieren.

Auch ist ein Volumenänderungs-Verfahren bekannt, bei dem sich die zu untersuchende Extremität in einem Wasserbad befindet. Die durch Volumenzunahme verdrängte Wassermenge wird gravimetrisch mit einer ausbalancierten Waage bestimmt. Auch bei dieser Meßvariante versuchte man, das ungünstige Verhältnis zwischen hohem Ruhegewicht und kleiner Relativveränderung zu umgehen. Mit der Anwendung dieses Verfahrens sind aber noch diverse weitere Nachteile verbunden. Zum einen verursacht das Wasserbad einen hydrostatischen Druck auf die Haut und das Gewebe und dies beeinflußt die Blutansammlung in den Hautvenen, zum anderen kann auch der sogenannte Perfusionsdruck aus dem auf das Venensystem wirkenden erhöhten Gewerbedruck reduziert werden. Auch die Beeinflussung der Hautdurchblutung durch thermische Reize beim Wasserbad kann kaum ausgeschlossen werden.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zur nichtinvasiven Messung des Blutvolumens in menschlichen Extremitäten mit einer Waage gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1 derart weiterzubilden, daß ohne die systematischen Meßfehler der bekannten Vorrichtungen genaue Aussagen über hämodynamische Parameter möglich sind.

Eine erfindungsgemäße Lösung dieser Aufgabe ist mit ihren Weiterbildungen in den Patentansprüchen gekennzeichnet.

Eine Lösung der gestellten Aufgabe ist — wie erfindungsgemäß erkannt worden ist — erst durch die Kombination einer Reihe von Merkmalen möglich:

Zum einen wird als Waage keine nach dem Zweischalen-Prinzip arbeitende Waage, sondern eine elektronische Wägeeinrichtung verwendet, auf deren Waagschale die Extremität aufgelegt ist, und deren Ausgangssignal an eine Steuer- und Recheneinheit angelegt ist, die den Untersuchungsbetrieb steuert und gemessene Gewichtswerte aufbereitet und ausgibt. Derartige Wägeeinrichtungen sind mit einem Meßbereich von 0 bis ca. 30 kg und einer Auflösung von 1 g bekannt, so daß auf deren Ausbildung an dieser Stelle nicht näher eingegangen werden muß.

Die alleinige Anwendung der aus anderen Bereichen bekannten Wäge-technologie führt jedoch noch nicht zum Ziel. Erfindungsgemäß ist nämlich erkannt worden, daß die unvermeidlichen Körperbewegungen der vorzugsweise liegenden oder sitzenden untersuchten Person eine Korrektur des Ausgangssignals der Wägeein-

richtung bedingen. Diese Korrektur berücksichtigt unter anderem die Form der Beinlagerung auf der Waagschale, das spezifische Gewicht des Blutes und insbesondere die unvermeidlichen Anpaßbewegungen der untersuchten Person bis zum Erreichen eines quasistatischen Lagerungsvorgangs der Extremität auf der Waagschale. Hierzu wird das Gewicht der Extremität in kurzen Zeitabständen gemessen und der eigentliche Meßvorgang erst dann gestartet, wenn die innerhalb eines bestimmten Zeitabschnitts durchgeföhrten Gewichtsmessungen um weniger als einen vorgegebenen Gewichtswert differieren.

Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen gekennzeichnet.

Die Erfindung wird nachstehend anhand einiger bevorzugter Ausführungs- und Anwendungsbeispiele unter Bezugnahme auf folgende Zeichnungen näher beschrieben:

Fig. 1 schematisch eine erfindungsgemäße Vorrichtung bei einem Venenverschluß-Test und die dabei verwendete Patientenlagerung.

Fig. 2 schematisch die Meßkurve bei einem Venenverschluß-Test und einer anderen Form der Beinlagerung.

Fig. 3 verschiedene Meßkurven bei einem Venenverschluß-Test

- a) Originalkurve
- b) Gefilterte Kurve
- c) Idealisierte Kurve

Fig. 4 ein Beispiel eines Rechnerprotokolls bei einem Venenverschluß-Test.

Fig. 5 eine schematische Darstellung des Meßsignals bei einem kombinierten Lagerungs- und Muskelpumpe-Test,

Fig. 6 ein Beispiel für eine Orginalregistrierung bei einem kombinierten Lagerungs- und Muskelpumpe-Test.

Fig. 7 ein Beispiel für eine Kombination des gravimetrischen und photoplethysmographischen Meßprinzips.

In sämtlichen Figuren bedeuten:

- 1 Elektronische Analysen-Waage
- 1a Waagen-Schale
- 2 Waagen-Untergestell
- 3 Rechnersystem
- 3a Tastatur
- 3b Monitor
- 3c Lautsprecher
- 4 Speichermedium
- 5 Drucker
- 6 Staumanschette
- 7 Manometer-System
- 8 Steuerelektronik
- P Proband
- S_1, S_2, S_n optische Sensoren
- T Untersuchungstisch
- UE Untere Extremität

Patientenlagerung bei der Durchführung der sog. Venenverschluß-Tests.

Bei diesem Test liegt der Patient *P* auf einem Untersuchungstisch *T*, die zu untersuchende Extremität *UE* (Unterschenkel wie bei dem dargestellten Beispiel) liegt auf der Schale *1a* der Waage *1*. Die Waage *1* wird in die notwendige Höhe mit einem Untergestell *2* gebracht. Die Schale *1a* ist vorzugsweise aus einem weichen Ma-

terial angefertigt und den anatomischen Formen des Unterschenkels angepaßt. Dadurch ist eine möglichst großflächige Lagerung der Extremität gewährleistet, so daß wiederum eine ungehinderte Extremitätendurchblutung gewährleistet ist. Am Oberschenkel ist eine Staumanschette *6* befestigt. Bei dieser Beinlagerung kommt es zu einer "Aufteilung" des Gewichts der unteren Extremität zwischen Waage und Kniegelenk/Hüftgelenk. Unter diesen speziellen Voraussetzungen liefert die Waage ein Signal, das dem halben Gewicht des Unterschenkels entspricht.

Dieses Signal wird einem Rechner zugeführt. Mehrmals pro Sekunde übernimmt der Rechner das Waage-Signal, korrigiert es um den obengenannten Lagerungsfaktor 2 und berücksichtigt auch weitere Korrekturfaktoren wie z.B.:

- das spezifische Gewicht vom Blut, (notwendig zur Umrechnung Gewicht/Volumen)
- das mittlere spezifische Gewicht vom Unterschenkel (notwendig zur bezogenen Angabe der Ergebnisse in Gewichts- bzw. Volumenprozenten).

Der Venenverschluß-Test erfolgt rechnergesteuert wie folgt:

Nach der Angabe der Patientendaten und der Form der Beinlagerung über die Tastatur *3a* werden am Monitor die aktuellen Ruhe-Gewichtswerte ausgegeben, je nach Wunsch entweder in Zahlen- oder Kurvendarstellung.

Durch Betätigung einer Starttaste zum Zeitpunkt *A* (s. **Fig. 2**, hier bei einer anderen, für die Praxis sehr vorteilhaften Beinlagerungsform) erfolgt die erste Meßphase I.

Während dieser Phase überprüft das Meßsystem so lange das Meßsignal, bis eine Ruhelage des Patienten erreicht ist (d.h. bis eine maximale Differenz von beispielsweise 50 g zweier aufeinanderfolgender Wertepaare über einen Zeitraum von 10 Sekunden unterschritten wird). Der Rechner gibt also eine weitere Messung erst dann frei, wenn der Patient sich in einem Ruhzustand befindet. Dies wird der Untersuchungsperson akustisch über Lautsprecher *3c* und optisch über den Monitor *3b* signalisiert.

Nun kann mit erneutem Drücken der Starttaste zum Zeitpunkt *B* (s. **Fig. 2**) die Phase II – automatische Trierierung – eingeleitet werden. Der Rechner speichert 20 im Abstand von 1 Sekunde gewonnene Gewichtswerte und ermittelt daraus den Gewichtsmittelwert der statio-50 när durchbluteten Extremität. Anschließend wartet das Meßsystem auf den Startbefehl *C* zur Datenentnahme des nun folgenden Tests.

Nach Drücken der Starttaste zum Zeitpunkt *C* (s. **Fig. 2**) leitet die Untersuchungsperson die eigentliche Testphase III ein. Diese Testphase dauert vorzugsweise 4 Minuten: Unmittelbar danach wird mit Hilfe des Manometersystems *7* in der Staumanschette *6* ein Druck aufgebaut, der oberhalb des venösen Drucks liegt. Vor-55 zugsweise beträgt dieser Staudruck 80 mm Hg. Damit fließt über das arterielle System Blut in die Extremität ein, kann aber wegen des venösen Staus nicht abfließen. In dieser Staphase IIIa, die beispielsweise 3 Minuten dauert, sie wird auch Okklusionsphase genannt, erhöht sich das Blutvolumen in der Extremität bzw. direkt auch das Gewicht. Die Gewichtszunahme kann der Untersucher am Monitor verfolgen.

Vorzugsweise 5 Sekunden vor Ende der Staphase wird mit akustischen Signalen der Patient aufgefordert,

während der nächsten 15 Sekunden nicht zu atmen (Phase IIIb). Damit werden die respiratorisch bedingten Schwankungen des Beingewichtes unterbunden; dies erleichtert die spätere Signalanalyse. 5 Sekunden nach dem ersten Ton erfolgt ein weiteres Signal (das für die Untersuchungsperson bestimmt ist und deshalb vorzugsweise eine andere Tonhöhe aufweist). Jetzt wird der Druck in der Manschette abgelassen. Das gestaute Blut kann aus der Extremität ungehindert abfließen. Im Normalfall ist das Blutentleeren in einigen wenigen Sekunden beendet (sog. Wasserfalleffekt). Bei einer Thrombose jedoch ist die Kinetik während der Entleerungs-Phase IIIc wesentlich verlängert. Das Ende der respiratorischen Pause wird dem Patienten vorzugsweise mit einem dritten Ton signalisiert.

Nach 240 Sekunden wird dann die Messung automatisch beendet. Nun erfolgt die Analyse der Meßwerte. Da diese diversen zirkulatorischen Schwankungen unterliegen (vgl. Kurve a in Fig. 3), kann zur verbesserten Anschaulichkeit je nach Wunsch des Arztes die Kurve auch gefiltert (Kurve b in Fig. 3) oder durch berechnete kinetische Funktionen idealisiert (Kurve c in Fig. 3) ausgegeben werden.

Schließlich werden diverse Bewertungsparameter des durchgeführten Venenverschluß-Tests ermittelt und der gesamte Datensatz (Meßwerte und Ergebnisse) in einem Speichermedium 4 abgelegt und gegebenenfalls zusätzlich an einem Drucker 5 ausgegeben. Beispiel eines so gewonnenen Untersuchungsprotokolls zeigt die Fig. 4.

Je nach Lagerung des Unterschenkels auf der Waage 1 (vgl. Fig. 1 und 2) werden vom Rechner unterschiedliche Faktoren zur Datenkorrektur herangezogen. Dazu notwendige Angaben werden (wie z.B. Winkel Unterschenkel/Oberschenkel, Körpergröße) über die Tastatur 3a dem Rechner 3 vorgegeben. Bei einer anderen Ausführung des erfindungsgemäßen Meßsystems kann der Rechner auch das Manometer-System 7 direkt steuern und dadurch den Meßablauf vollständig automatisieren.

Fig. 5 zeigt schematisch die Anwendung der Erfindung bei einem neuartigen, kombinierten Lagerungs- und Muskelpumpe-Test. Während der Hochlagerung des Beines entleert sich das Blut aus dem Unterschenkel. Sofort nach dem Lagewechsel wird das Bein ruhig auf der Waage gehalten. Das anfängliche Ruhegewicht M_0 steigt langsam an, da sich das Bein durch das "bergab" durch die Arterien fließende Blut füllt. Aus der Kinetik dieser Füllung können wichtige Parameter der arteriellen Durchblutung der Extremität gewonnen werden. Zur Phase A schließt sich die Phase B an. Jetzt wird ein Beinbewegungsprogramm durchgeführt (z.B. 10 "Gaspedalbewegungen" innerhalb von 15 Sekunden). Durch diese Bewegung (Muskelpumpe!) wird das Blut aus der Extremität "bergauf" durch die Venen abgepumpt; der Venendruck sinkt, d.h. auch das Beingewicht sinkt. Schließlich füllt sich in der letzten Phase C (Bein liegt ruhig auf der Waage) das Bein wieder mit Blut auf. Bei intaktem Venensystem ist diese Auffüllphase C relativ lang. Bei sogenannter venöser Insuffizienz verkürzt sich diese Phase erheblich aufgrund des pathologischen Reflexes in den Beinvenen selbst. Somit gelingt mit der vorgestellten Meßvorrichtung erstmalig nichtinvasiv, jedoch aber direkt eine Quantifizierung der sog. Muskelpumpe-Wirksankeit. Ein Beispiel hierzu zeigt die Fig. 6, registriert auf einem Schreiber, der am Analogausgang der Waage 1 angeschlossen wurde.

Wie erwähnt, wird mit der beschriebenen Vorrich-

tung die "integrale" Gewichtsänderung der gesamten Extremität (Anwendung auch am Unterarm möglich) erfaßt. Die vorgestellte Methode kann auch erfindungsgemäß erweitert werden um mehrkanalige photoplethysmographische Abtastung der Hautreflexion in verschiedenen Beinetagen (s. Fig. 7). Die Waage liefert ein Signal, das proportional der gesamten Blutvolumenänderung ist. Aus der relativen Änderung der Signale der optischen Sensoren S_1 bis S_n zueinander, die von einer Steuerelektronik S erfaßt werden kann, gegebenenfalls auch vom Rechner 3 gesteuert, kann eine Aussage über Blutvolumina-Änderung in den einzelnen Sensorgebieten des Beines getroffen werden.

Als andere Anwendungsgebiete für den beschriebenen Venenverschluß-Test lassen sich nennen: Kontinuierliche Überwachung der Patienten bei Thrombosegefahr (z.B. während der Narkose bei OP), Objektivierung von hämodynamisch wirksamen Medikamenten, Objektivierung der sogenannten Kompressionsstrumpf-Therapie.

Die beschriebene Methodik ist sehr einfach anwendbar, platzsparend, kostengünstig und wie bereits erwähnt, für den Patienten völlig schmerz- und risikolos. Einfache konstruktive Merkmale der Erfindung führen überraschend einfach zu sehr aussagekräftigen und gut reproduzierbaren Ergebnissen.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur nichtinvasiven Messung des Blutvolumens in menschlichen Extremitäten mit einer Waage, mit der das momentane Gewicht der jeweiligen Extremität meßbar ist, gekennzeichnet durch die Kombination folgender Merkmale:

- die zu untersuchende Extremität ist auf eine Waagschale aufgelegt,
- die Waage ist eine elektronische Wägeeinrichtung, deren Ausgangssignal an eine Steuer- und Recheneinheit angelegt ist, die den Untersuchungsablauf steuert und die gemessenen Gewichtswerte aufbereitet und ausgibt,
- mittels einer Eingabeeinheit ist in die Steuer- und Recheneinheit ein Korrektursignal einstellbar, durch das die Stellung der zu untersuchenden Extremität in Bezug auf den Körper der Person berücksichtigt wird,
- die Wägeeinrichtung mißt nach dem Auflegen der Extremität auf die Waagschale in kurzen Zeitabständen das aufliegende Gewicht und startet den eigentlichen Meßvorgang erst, wenn die innerhalb eines bestimmten Zeitabschnitts durchgeführten Gewichtsmessungen um weniger als einen vorgebbaren Gewichtswert differieren.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß an die jeweilige Extremität eine mit einem vorgebbaren Druck beaufschlagbare Stau-manschette anlegbar ist, und daß das momentane Gewicht der jeweiligen Extremität mit und ohne beaufschlagte Stau-manschette gemessen wird.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuer- und Recheneinheit die gemessenen Gewichtswerte einer Tiefpaßfilterung unterzieht.

4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuer- und Recheneinheit aus den gemessenen Gewichtswerten eine oder mehrere Funktionen bestimmt, die eine

exakte Beurteilung der Kinetik der Gewichtsänderung ermöglichen.

5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuer- und Recheneinheit vor Beginn der eigentlichen Messung 5 das Gewicht der zu untersuchenden Extremität durch Mittelung über eine Mehrzahl von Meßwerten bestimmt.

6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Steuer- und Recheneinheit 10 zum Erkennen von Bewegungen der zu untersuchenden Person, etc. den zeitlichen Verlauf der gemessenen Gewichtswerte mit bestimmten eingespeicherten Signalverläufen vergleicht.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, 15 dadurch gekennzeichnet, daß die Steuer- und Recheneinheit das Ende der Messung dadurch erkennt, daß die innerhalb eines bestimmten Zeitabschnitts durchgeföhrten Gewichtsmessungen um weniger als einen vorgebbaren Gewichtswert diffe- 20 rieren.

8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Wägeeinrichtung eine mit elektromagnetischer Kraftkompenstation 25 arbeitende Waage ist.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß eine akustische Ausgabeeinheit vorgesehen ist, die der Untersuchungsperson den Meßbeginn, bestimmte Meßpunkte und das Meßende anzeigt.

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß zusätzlich wenigstens ein optischer Sensor zur optischen Bestimmen der Blutauffüllung und -entleerung vorgesehen ist.

11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, 35 dadurch gekennzeichnet, daß die Eingabeeinheit für das Korrektursignal, durch das die Stellung der zu untersuchenden Extremität in Bezug auf den Körper der Person berücksichtigt wird, ein optischer Sensor ist.

12. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Waagschale an die Form der aufzulegenden Extremität angepaßt ist.

40

45

50

55

60

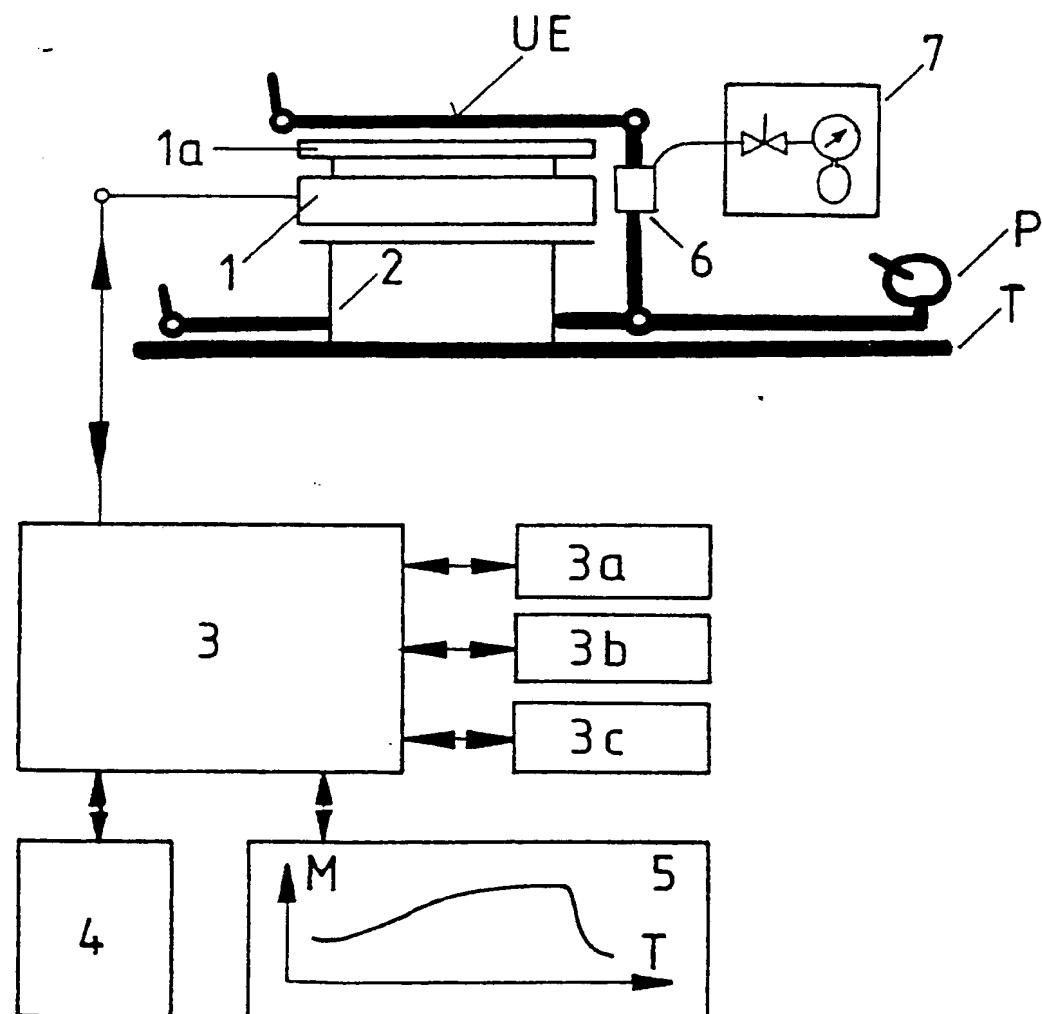
65

Nummer: 37 44 538
Int. Cl. 4: A 61 B 5/10
Anmeldetag: 30. Dezember 1987
Offenlegungstag: 13. Juli 1989

3744538

17

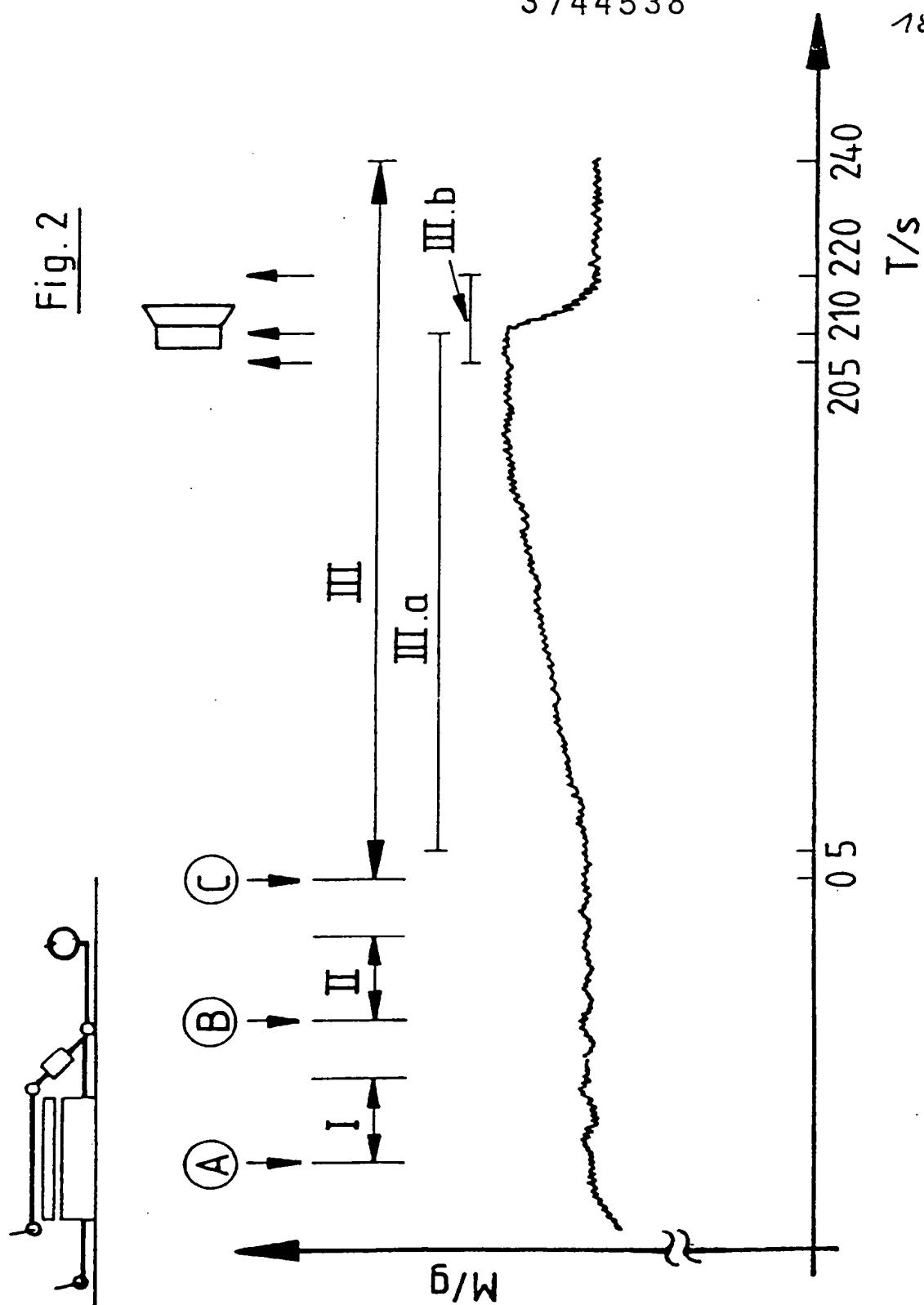
Fig. 1



3744538

18

Fig. 2



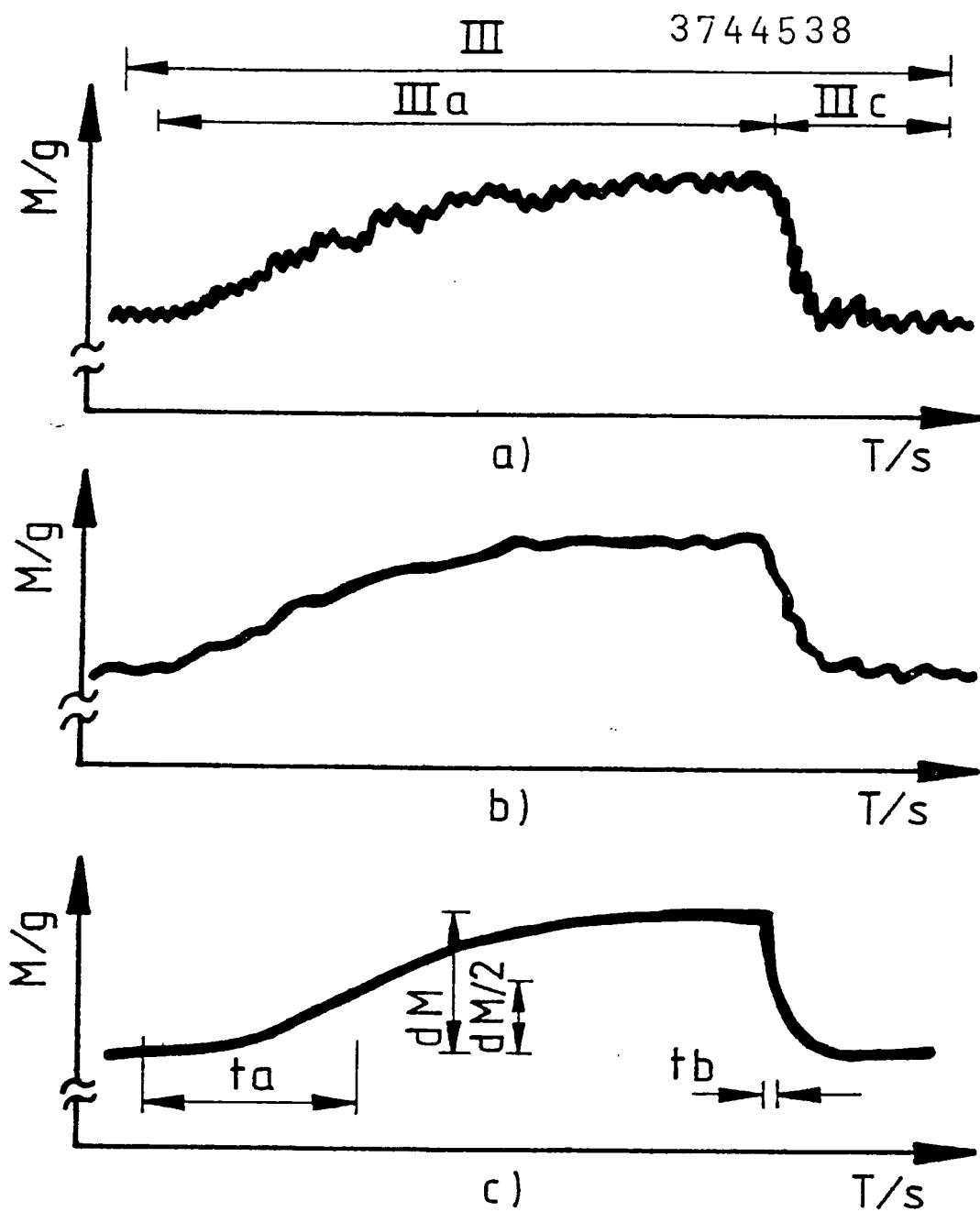


Fig. 3

3744538
Fig.4

20

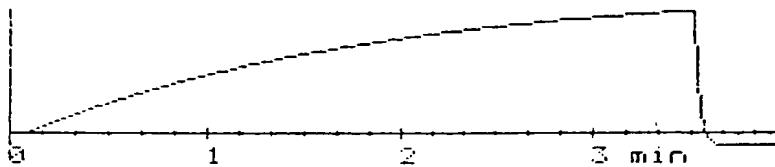
COMPUTERUNTERSTÜTZTE
GRAVIMETRISCHE
FLETHYSMOGRAPHIE

Untersuchungsprotokoll
lfd. Daten-Nr.: 33

Name, Vorname : ~~XXXXXXXXXX~~, ~~XXXXXXXXXX~~
Geburtsdatum : ~~XXXXXXXXXX~~
Extremität : linkes Bein
Datum, Uhrzeit : 07.04.87, 13:38
Okklusion : 80 mmHG
Klinische Diagnose: -
Bemerkung : -

Analyseergebnisse

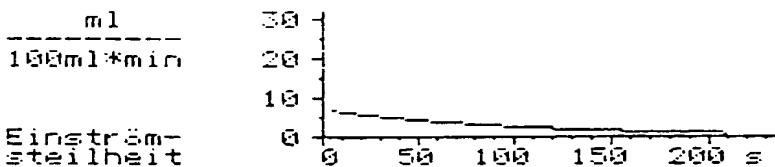
1. CGF-Kurve:



2. Berechnung der venösen Kapazität:

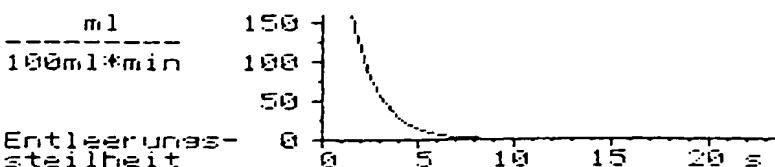
absolut : $dV = 622 \text{ ml}$, $dM = 654 \text{ g}$
relativ : $Vol\% = 9.9 \text{ ml/100ml}$, $Gew.\% = 8.3 \text{ g/100g}$

3. Analyse der Okklusionsdynamik:



Halbwertszeit : $ta = 58 \text{ s}$
max Ein.-Steil.: $Sa = 6.7 \text{ ml/100ml/min}$

4. Analyse der Entleerungsdynamik:

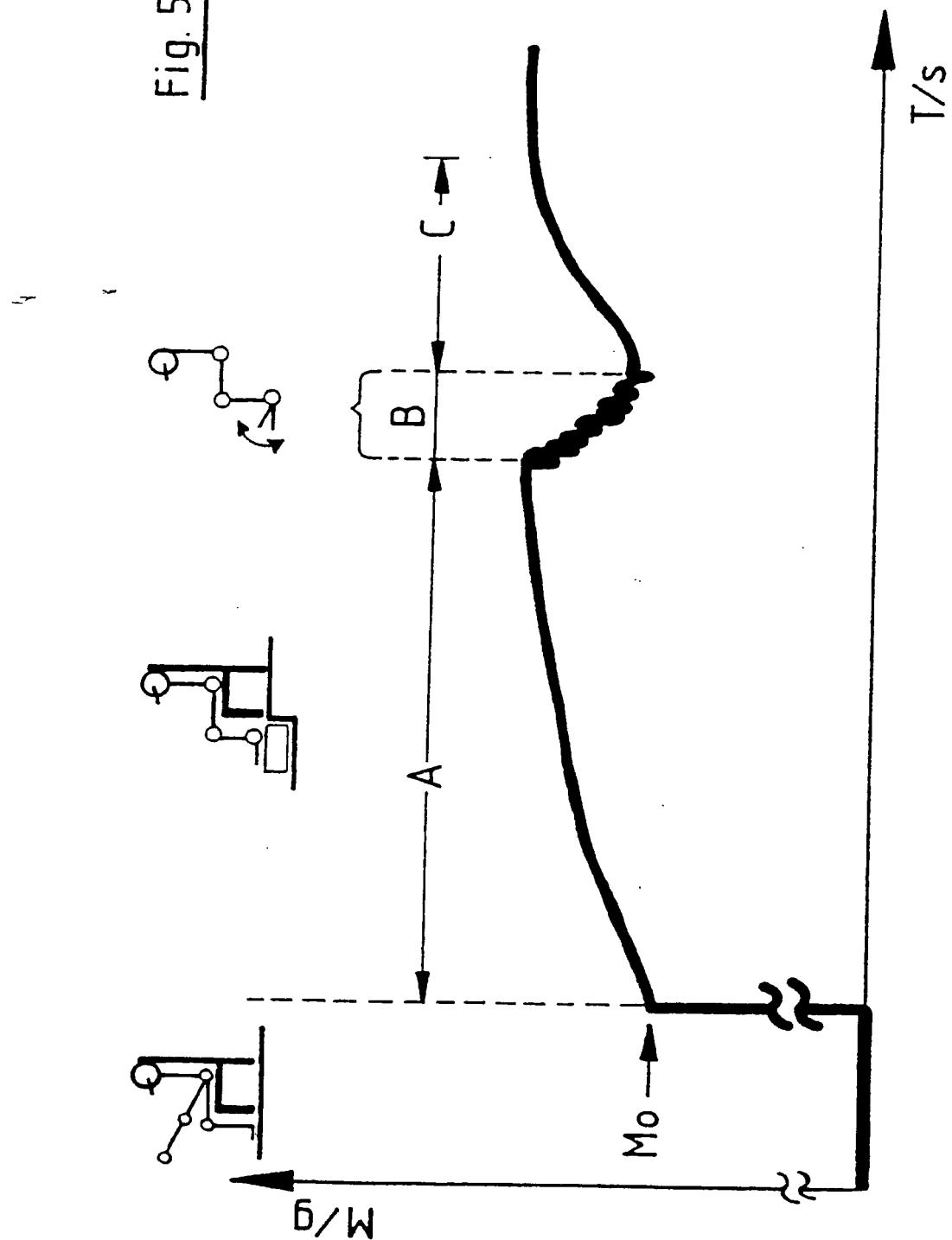


Entleerungszeit: $tb = 3.1 \text{ s}$
max Ent.-Steil.: $Sb = 229.4 \text{ ml/100ml/min}$

3744538

21

Fig. 5



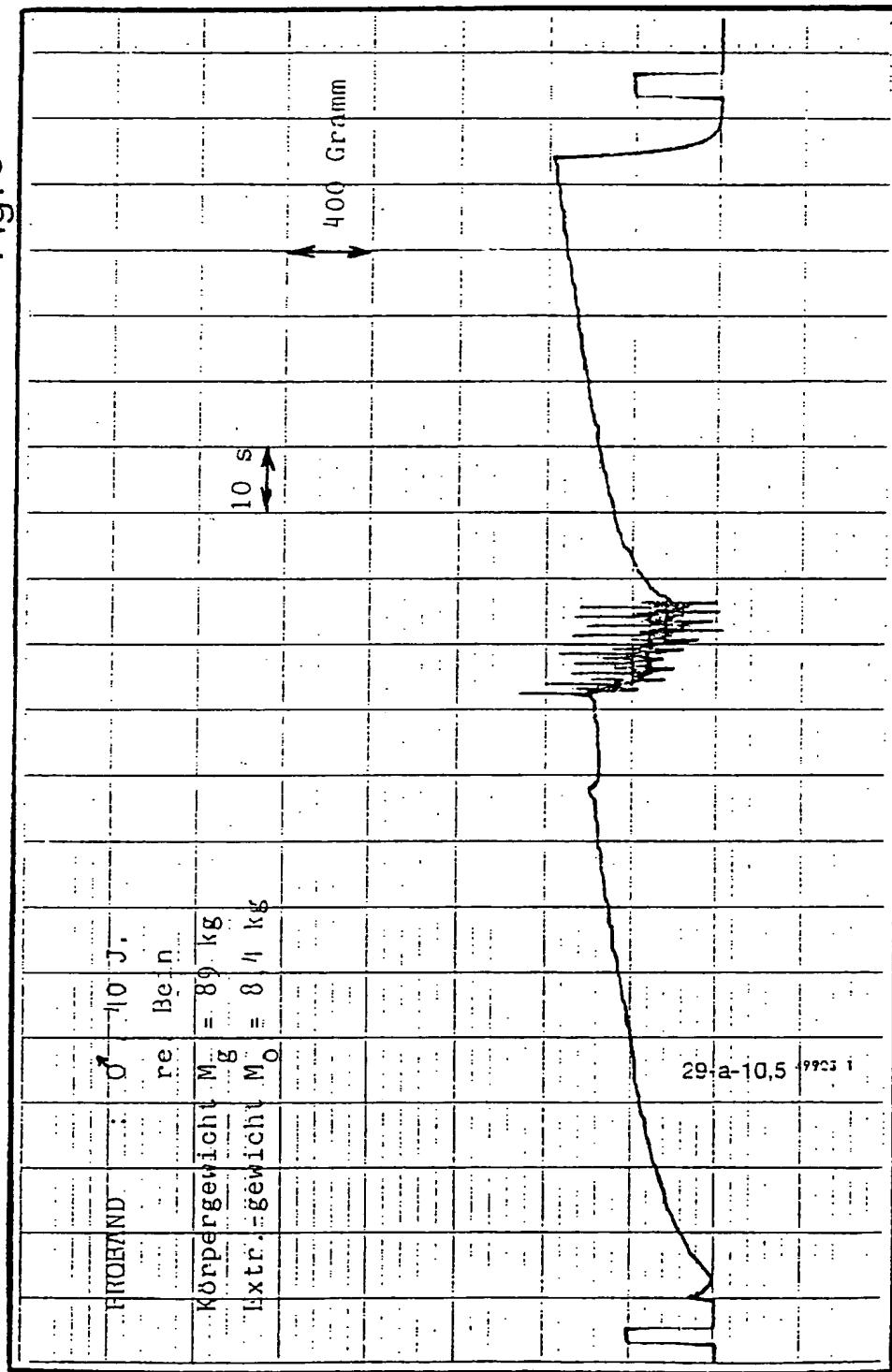
BEST AVAILABLE COPY

Fig. 1221:12

3744538

22

Fig. 6



3744538

23*

Fig. 7

